

УДК 53.072.11:612.172.2

В. Фалендиш

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

ЗАСОБИ ОЦІНЮВАННЯ СПЕКТРАЛЬНОЇ ГУСТИНИ ПОТУЖНОСТІ НЕСТАЦІОНАРНОГО СЕРЦЕВОГО РИТМУ В СИСТЕМАХ АВТОМАТИЧНОГО КОНТРОЛЮ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ ЛЮДИНИ

Резюме. Наведено метод розрахунку високочастотних цифрових резонаторів для побудови гребінки фільтрів для оцінювання спектральної густини потужності стаціонарних компонент ритмокардіосигналу в системах автоматичного контролю функціонального стану людини. Отримано гребінки фільтрів з нормованими значеннями добротності та роздільної здатності в заданому діапазоні частот. Наведено амплітудно-частотні характеристики отриманих гребінок цифрових фільтрів та оцінки спектральної густини потужності тестового нестационарного ритмокардіосигналу, отримані гребінками фільтрів з різними параметрами.

Ключові слова: функціональний стан людини, нестационарний серцевий ритм, система автоматичного контролю, стаціонарна компонента, спектральна густина потужності, гребінка цифрових фільтрів.

V. Falendysh

NON-STATIONARY HEART RHYTHM POWER SPECTRAL DENSITY ESTIMATION TOOLS IN AUTOMATED HUMAN FUNCTIONAL STATE CONTROL SYSTEMS

The summary. In the article the method of calculation and normalisations by the module of transmission function and bandwidth of high- Q digital second order resonators is considered on the basis of which the filter banks are built for the evaluation of power spectral density of stationary component of non-stationary cardiac rhythm in the automated human functional state control systems. Filter banks with the different values of Q -factor and frequency resolution. Gain-frequency descriptions of the digital filter banks and estimation of power spectral density of test non-stationary rhythmocardiogram are obtained with the different filter banks are given.

Key words: human functional state, non-stationary heart rhythm, automated control system, stationary component, power spectral density, digital filter comb.

Вступ. Розвиток складних високотехнологічних процесів виявив наявність гострої проблеми оцінювання функціонального стану людини-оператора як найважливішого елемента складних людино-машинних (ергатичних) систем (ЛМС) [1-4]. В енергогенеруючій, транспортній, гірничодобувній та інших галузях машини, технологічне обладнання є об'єктами підвищеної небезпеки, експлуатація яких неминуче супроводжується ризиками, які можуть представляти загрозу життю і здоров'ю як оператора, так і довкілля. Стани монотонної роботи, психічного перенапруження, втоми є реальними чинниками зниження ефективності й надійності діяльності операторів. За даними Держкомстату України показник смертельного травматизму складає 0,104 на 1000 працюючих, а рівень виробничого травматизму й аварійності в транспортній галузі, який пов'язаний з так званим людським чинником, за числом смертельних випадків на 1000 працюючих в Україні є значно вищим, ніж у

таких економічно розвинених країнах, як Великобританія, Японія, Швеція, Німеччина [5]. Гірничопромислові, енергогенеруючі й транспортні компанії давно усвідомили небезпеки, пов'язані із втомою операторів, і намагаються керувати ситуацією за допомогою спеціальних правил і процедур, а також з допомогою різних заходів, таких як, навчання, проведення тренінгів, складання графіка роботи, забезпечення харчування і створення додаткової мотивації. Проте ефективність такого підходу не є достатньою для вирішення проблеми засинання на робочому місці [1, 3–5]. Центральним питанням оптимізації діяльності операторів ЛМС є проблема об'єктивного технічного контролю поточного функціонального стану оператора безпосередньо в процесі роботи з допомогою ефективних, завадостійких, достовірних методів і засобів.

Для вирішення проблеми контролю функціонального стану операторів у процесі роботи застосовують органолептичні (за часом реакції на стимул [6], за рухами голови й очей [7]) та фізіологічні (за оцінками параметрів електродермальної активності [8], електроенцефалографії [9], ритмокардіосигналу серця [10]) методи.

Використання аналізу ритмокардіосигналу (РКС) – послідовності значень RR-інтервалів електрокардіосигналу в системах контролю стану операторів ергатичних систем, вважають одним із найбільш інформативних та достовірних методів, що зумовлено його високою чутливістю як індикатора функціонального стану, а також тісним зв'язком динаміки параметрів РКС зі зміною фізіологічного та психологічного стану організму людини [10, 11].

На сьогодні розроблено низку програмно-апаратних комплексів для оцінювання функціонального стану організму за РКС (виробників CardioNet Inc., WristClinic, DiaCard, XAI-Медика, DX-Комплекси, Neurosoft). Проте математичний апарат таких комплексів розроблено з урахуванням того, що РКС вважають стаціонарним випадковим процесом, відповідно оцінювання СГП та статистичних показників ритмокардіосигналу проводять як для стаціонарного випадкового процесу (СВП) відомими методами. Такий підхід накладає суттєві обмеження на умови відбору РКС [10]. Це значною мірою ускладнює застосування таких систем для автоматизованого контролю функціонального стану людини в режимі реального часу, оскільки оператор під час виконання професійних обов'язків перебуває під дією великої кількості подразників, що спричиняє нестаціонарність ритмокардіосигналу [11]. Невідповідність застосованої математичної моделі ритмокардіосигналу до самого ритмокардіосигналу призводить до низької достовірності отриманих оцінок РКС та відповідно до великої кількості помилок 1-го та 2-го роду [12] під час автоматизованого контролю функціонального стану людини в режимі реального часу.

У роботі [13] встановлено, що адекватною математичною моделлю нестаціонарного РКС є періодично-корельований випадковий процес (ПКВП) з дискретним часом, чим поширено методи статистики 2-го порядку на аналіз ритмокардіосигналу та уможливлено застосування відомих синфазного та компонентного методів оцінювання характеристик РКС. Показано, що компонентний метод є більш інформативним для аналізу нестаціонарного РКС на відрізках короткої тривалості, що дало змогу в рамках обґрунтованої математичної моделі у вигляді

ПКВП врахувати механізм породження цієї нестационарності. Цим було досягнуто підвищення достовірності оцінювання характеристик нестационарного РКС. Енергетична теорія лінійних моделей стохастичних сигналів [14] передбачає застосування компонентного, когерентного та фільтрового методів, кожен з яких має різну дисперсію оцінок залежно від специфіки сигналу [15]. Метою роботи є побудова засобів для оцінювання спектральної густини потужності стаціонарних компонент РКС фільтровим методом.

Математична модель нестационарного серцевого ритму. На рис. 1 зображено добовий РКС здорової людини.

Представлення РКС у вигляді дискретного періодично корельованого випадкового процесу (ПКВП) дає можливість врахувати нестационарність ритмокардіосигналу $\xi_{RR}(n)$, представивши його через стаціонарні компоненти $\xi_k(n)$ [14, 16]

$$\xi_{RR}(n) = \sum_{k \in Z} \exp\left(ik \frac{2\pi}{N_K} n\right), \quad (1)$$

де N_K – період корельованості ритмокардіосигналу $\xi_{RR}(n)$, для кожної людини та конкретних умов праці визначається індивідуально, наприклад, за [17]; $k = \overline{1, N_K}$; n – номер відліку RR; $n = \overline{1, N}$; N – довжина реалізації РКС.

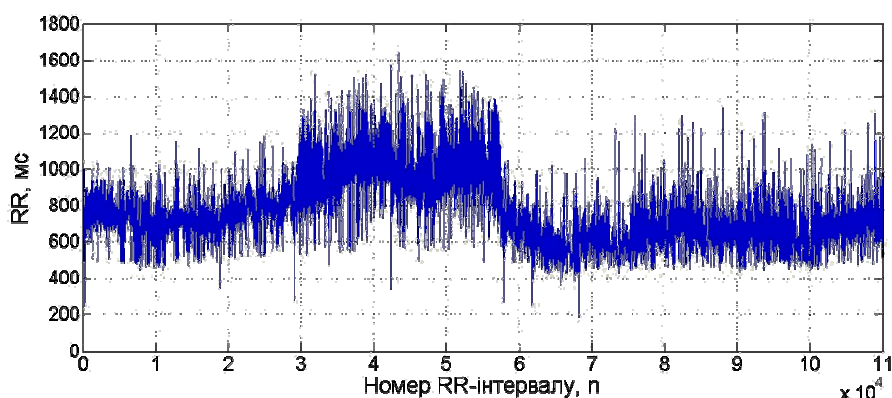


Рисунок 1. Добова ритмокардіограма (система КардіоСенс, здоровий чоловік 46 р., Тернопільська комунальна міська лікарня швидкої допомоги, м. Тернопіль)

Кожна стаціонарна компонента $\xi_k(n)$ періодично корельованого випадкового серцевого ритму має представлення через компоненти спектральної густини потужності $S_k(\omega)$, що дає змогу побудувати оцінки параметричного спектра Віннер-Вілля [17] $S_k(n, \omega)$ та двочастотного $S_k(\omega_1, \omega_2)$ спектра густини потужності ритмокардіосигналу $\xi_{RR}(n)$.

Метод та засоби оцінювання СГП стаціонарних компонент серцевого ритму. Для оцінювання СГП стаціонарних компонент $\xi_k(n)$ РКС у режимі реального часу фільтровим методом [14, 19] відліки РКС надходять на вхід спеціального комутатора відліків (рис. 2), через який на входи гребінок цифрових фільтрів (рис. 3) вибираються

стаціонарні компоненти $\xi_k(n)$ – послідовності значень РКС вибрані через період корельованості N_K .

Кожна гребінка фільтрів для смуги приведених частот $\Omega = [0; 0,5]$ складається з $M = N_K R$, де $R = 1, 2, 3, \dots$ визначає роздільну здатність гребінки фільтрів по частоті, цифрових високодобротних фільтрів F_m , $m = 1 \dots M$, (Рис. 4). Кожен цифровий фільтр F_m має такі параметри:

а) резонансна частота $f_r^{(m)} = \frac{0,5}{M} m$, де $m = 1 \dots M$;

б) ширина смуги пропускання $\Delta f = \frac{0,5}{M+1} = \text{const}$ для всіх фільтрів гребінки при заданому M ;

в) добротність $Q^{(m)} = \frac{f_r^{(m)}}{\Delta f}$.

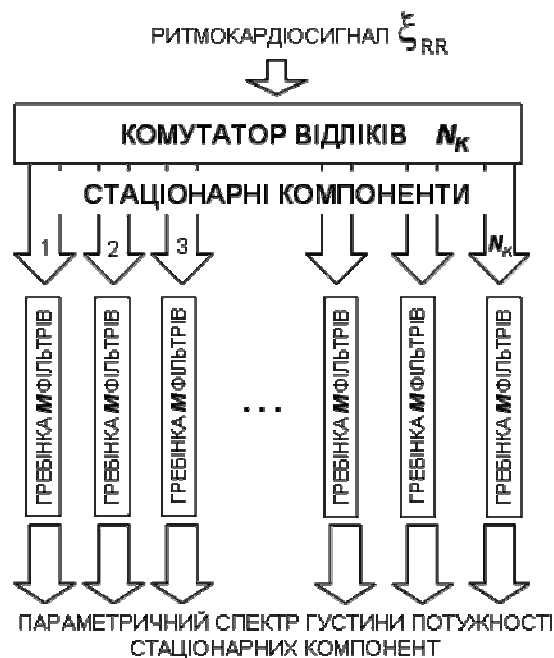


Рисунок 2. Структурна схема виділення стаціонарних компонент ритмокардіосигналу та оцінювання їх спектральної густини потужності

За цими параметрами визначаємо коефіцієнти $b_1^{(m)}$ та $b_2^{(m)}$ [21]:

$$\begin{aligned} b_1^{(m)} &= 2(1 - \pi \Delta f) \cos(2\pi f_r^{(m)}) \\ b_2^{(m)} &= -(1 - \pi \Delta f)^2 \end{aligned} \quad (2)$$

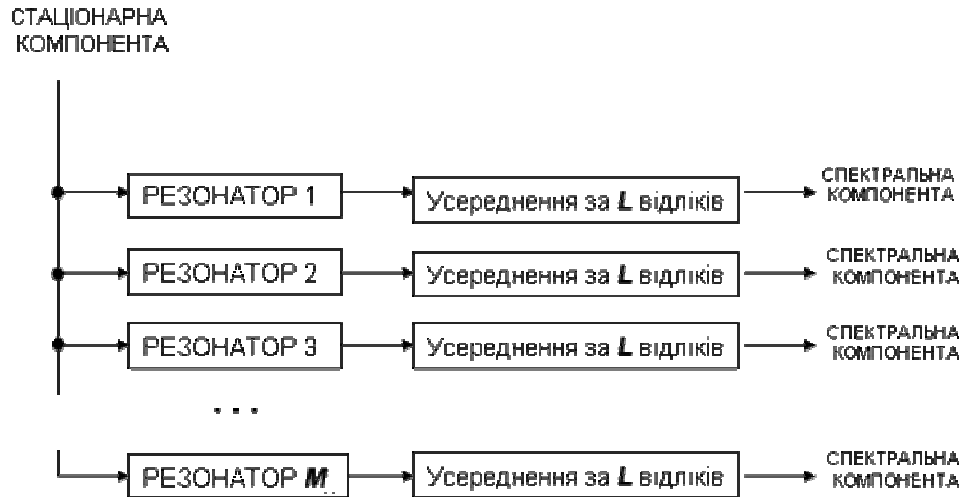


Рисунок 3. Структурна схема гребінки цифрових фільтрів для оцінювання спектральної густини потужності стаціонарних компонент ритмокардіосигналу

Коефіцієнт $b_2^{(m)}$ у виразі (2) залежить лише від ширини смуги пропускання фільтра Δf , а оскільки вона є однаковою для всіх фільтрів гребінки, то можна записати $b_2^{(m)} = b_2 = \text{const}$.

Коефіцієнти прямого зв'язку $a_1^{(m)}$ та $a_2^{(m)}$ визначаємо з умови нормування фільтра $|H(j2\pi f_r^{(m)})| = 1$, яку запишемо у розгорнутому вигляді

$$\left| \frac{a_1^m e^{4j\pi f_r^{(m)}} + a_2^{(m)}}{e^{4j\pi f_r^{(m)}} - b_1^m e^{2j\pi f_r^{(m)}} - b_2} \right| = 1 \quad (3)$$

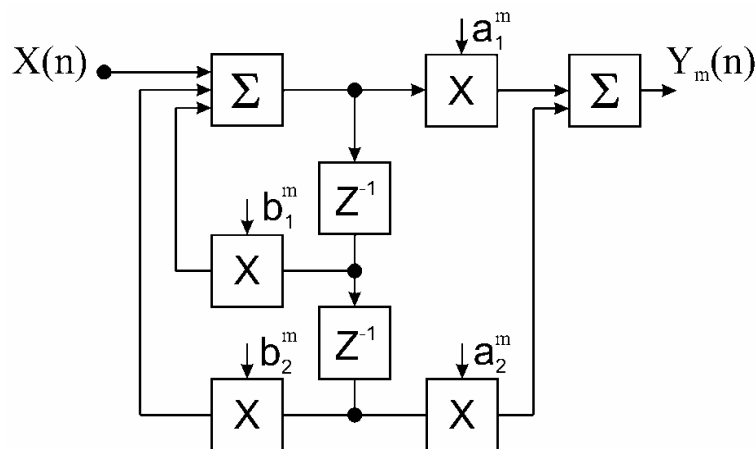


Рисунок 4. Структурна схема цифрового фільтра для оцінювання спектральних компонент стаціонарних компонент ритмокардіосигналу

Приймаючи $a_1^{(m)} = -a_2^{(m)} = a^{(m)}$, отримуємо

$$a^{(m)} = \frac{\left| \begin{array}{cc} e^{4j\pi f_r^{(m)}} & -b_1^{(m)} e^{2j\pi f_r^{(m)}} \\ -b_1^{(m)} e^{2j\pi f_r^{(m)}} & -b_2 \end{array} \right|}{\left| \begin{array}{c} e^{4j\pi f_r^{(m)}} \\ +1 \end{array} \right|} \quad (4)$$

За формулами (2) та (4) для смуги приведених частот $\Omega = [0; 0,5]$ отримуємо гребінки фільтрів з амплітудно-частотними характеристиками на рисунку 5.

Фільтри з резонансними частотами, близькими до 0 та 0,5 (рис. 5), не вдається нормувати за формулою (4), а фільтри з $f_r^{(m)} \approx 0,5/2$ є добре нормованими за модулем функції передавання. Для подальшого розрахунку гребінки фільтрів коефіцієнт $a^{(m)}$ розраховуватимемо за формулою (4) для приведеної частоти $f = \frac{0,5}{2} = 0,25$.

Коефіцієнт $b_1^{(m)}$ з виразу (2) для приведеної частоти $f = 0,25$ дорівнює

$$b_1 = 2(1 - \pi \Delta f) \cos\left(\frac{\pi}{2}\right) = 0. \quad (5)$$

Тоді за (4) з урахуванням (5) для всіх фільтрів коефіцієнти $a_1^{(m)} = a_1$ та $a_2^{(m)} = a_2$ будуть визначатися виразом

$$a_1 = -a_2 = \frac{\left| e^{j\pi} - b_2 \right|}{\left| e^{j\pi} + 1 \right|} \quad (6)$$

Для зменшення ефекту перекривання смуг пропускання фільтрів вводимо додатковий коефіцієнт добротності гребінки $Q_B \in \mathbb{R}$, $Q_B > 1$.

З урахуванням введенного коефіцієнта вираз для Q^m набуде вигляду:

$$Q^{(m)} = Q_B \frac{f_r^{(m)}}{\Delta f}. \quad (7)$$

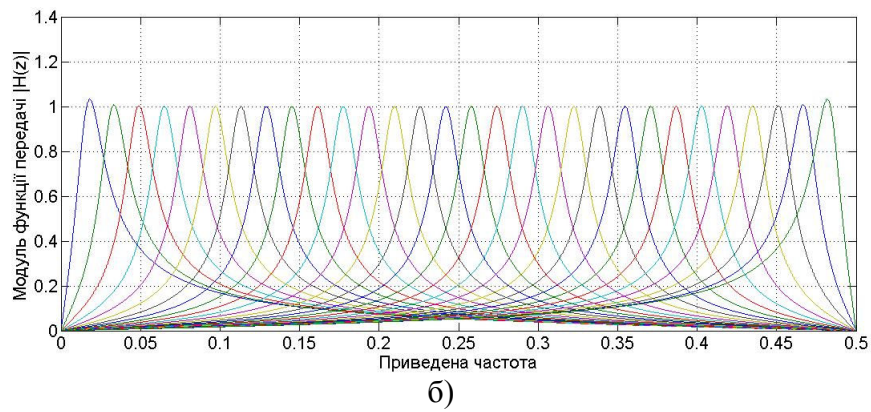
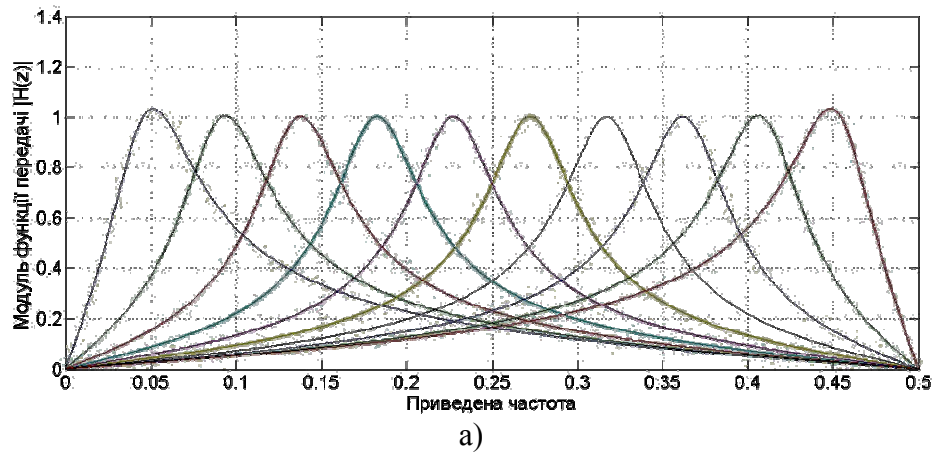
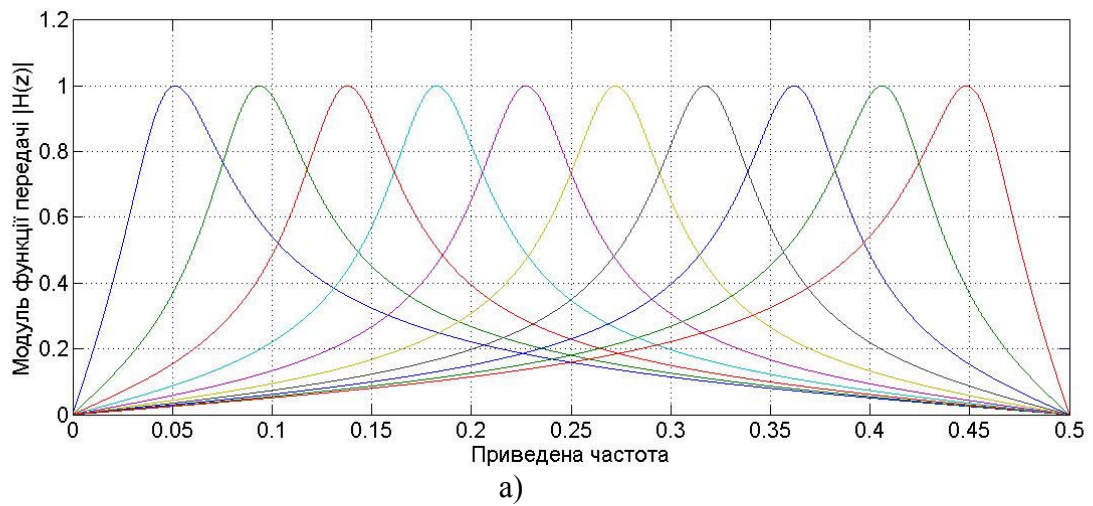


Рисунок 5. Амплітудно-частотні характеристики гребінок фільтрів (а) $N_K = 10$, $R = 1$,
(б) $N_K = 30$, $R = 1$



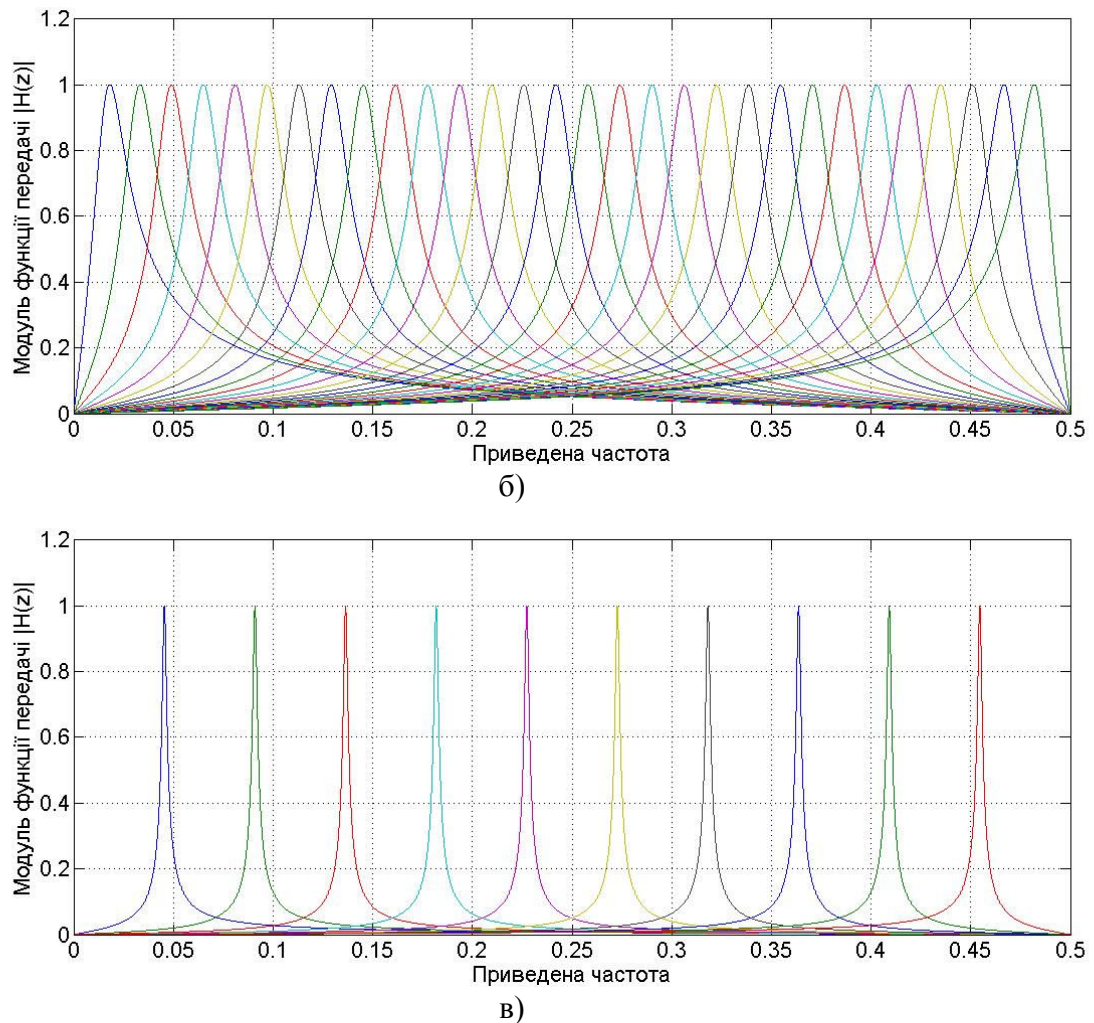
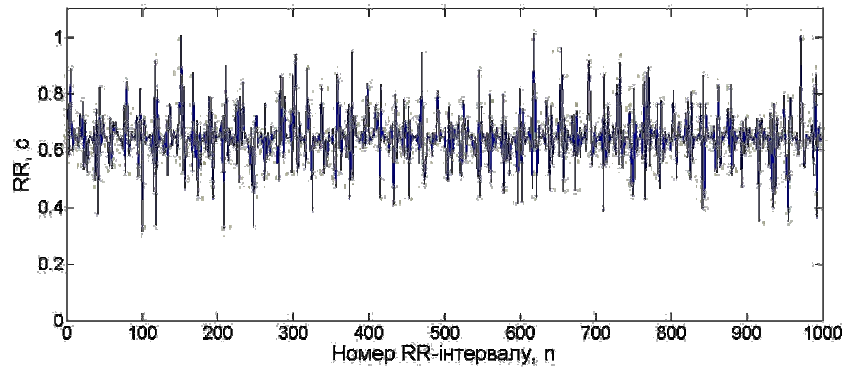


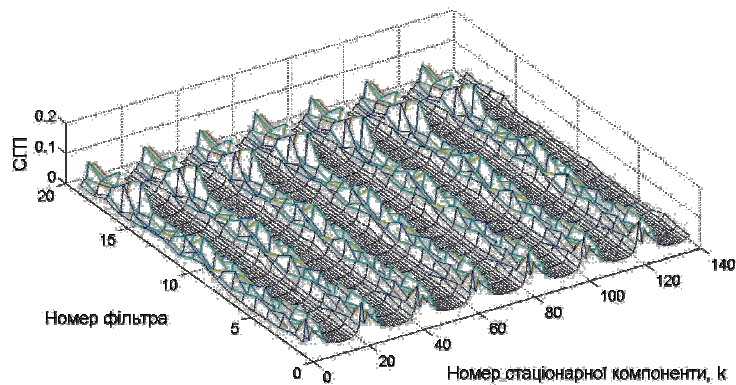
Рисунок 6. Амплітудно-частотні характеристики гребінок фільтрів: а) $N_K = 10$, $R = 1$, $Q_B = 1$; б) $N_K = 30$, $R = 1$, $Q_B = 1$; в) $N_K = 10$, $R = 1$, $Q_B = 20$

Амплітудно-частотні характеристики гребінок фільтрів, отримані за (2), (6) та (7), наведено на рисунку 6.

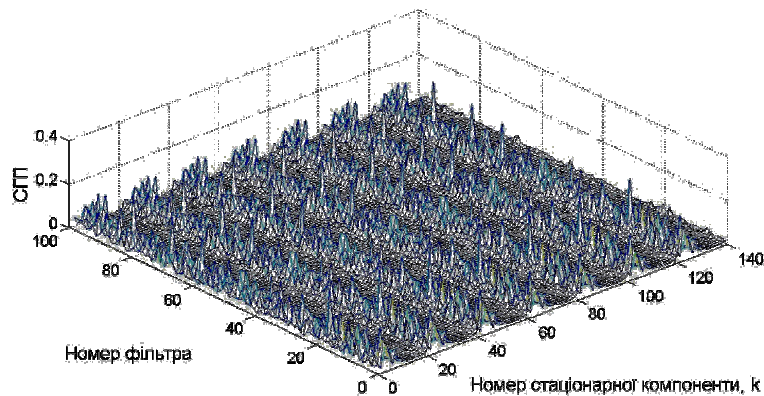
На вхід кожного цифрового фільтра F_m гребінки з комутатора відліків надходять відліки стаціонарних компонент $X(n) = \xi_k(n)$. Вихід $Y_m(n)$ фільтра F_m усереднюється за L відліків [20] і таким чином отримуємо оцінку m -ї компоненти спектральної густини потужності стаціонарної компоненти $\xi_k(n)$, відповідно з допомогою всієї гребінки фільтрів отримуємо оцінку спектральної густини потужності $S(n, \omega)$.



а)



б)



в)

Рисунок 7. Оцінки спектральної густини потужності $S(n, \omega)$ тестового ритмокардіосигналу $\xi_k(n)$ з періодом корельованості $N_K = 20$ (а) за допомогою гребінки фільтрів $M = 20, Q_B = 1$ (б) та гребінки фільтрів $M = 100, Q_B = 5$ (в)

Висновки. На основі цифрових резонаторів побудовано гребінки цифрових фільтрів з однаковою структурою: всі цифрові фільтри мають однакову ширину смуги пропускання та є нормованими за модулем функції передавання, що забезпечує порівнюваність спектральних компонент густини потужності виділених як різними фільтрами гребінки, так і різними гребінками фільтрів (наприклад, гребінками для одного періоду корельованості N_K , але з різною роздільною здатністю R по частоті, див. рис. 6). При оцінюванні спектральної густини потужності стаціонарних компонент

нестационарного серцевого ритму в системах автоматичного контролю функціонального стану людини застосовують кишенькові кардіографи з кишеньковими персональними комп'ютерами (КПК), де застосовуються динамічно побудовані (програмним чином) гребінки фільтрів, оскільки період корельованості РКС N_k , як було сказано вище, є індивідуальним для кожної людини та умов праці. Вибрана структура та розроблений метод розрахунку гребінки цифрових фільтрів, в якій коефіцієнт $b_2^{(m)} = b_2$ та коефіцієнти $a_1^{(m)} = -a_2^{(m)}$, визначаються за формулою (6) і є однаковими для всіх фільтрів гребінки, значною мірою зекономлять машинний час та ресурси пам'яті КПК.

Література

1. Айдаркин, Е.К. Исследование механизмов межсистемного взаимодействия для разработки методов и средств контроля психофизиологического и функционального состояния человека в сложных человеко-машинных системах [Текст] / Е.К. Айдаркин, Е.Л. Кириллова // Валеология. – 2002. – №4. – С. 36–41.
2. Апыхтин, К.О. Особливості взаємозв'язку параметрів психофізіологічного стану та показників гемодинаміки в осіб із синдромом хронічної втоми [Текст] / К.О. Апыхтин, Я.В. Кудиевский // Актуальні проблеми гігієни праці, професійної патології і медичної екології Донбасу. Збірник статей. – 2005. – Донецьк: Каштан. – С. 7 – 11.
3. Человек и безопасность движения [Текст] // Евразия. Вести. – 2005. – №4.
4. Симонов, П.В. Эмоциональное напряжение оператора и его влияние на эффективность деятельности [Текст] / П.В. Симонов, М.В. Фролов // Диагностика и прогнозирование функционального состояния мозга человека. – 1988. – Москва: Наука. – С. 174–206.
5. Fahrenberg, J. Recording methods in applied environments / Fahrenberg J., Wientjes C.J.E. R.W. Bachs, W. Boucsein. // Engineering Psychology: Issues and Applications. – 2000. – London: Lawrence Erlbaum Associates. – P. 111–136.
6. Nguyen, Lan T. Changing Behaviors to Prevent Drowsy Driving and Promote Traffic Safety: Review of Proven / Nguyen Lan T., Jauregui Beatrice, Dinges David F. // Promising, and Unproven Techniques. – 1998. – August.
7. Orden, K.F. Combined eye activity measures accurately estimate changes in sustained visual task performance / Orden, K.F., Jung Tzyy-Ping, Makeig, S. // Biological Psychology. – 2000. – #52, – P.221–240.
8. Andreassi, J.L. Mental activity and electrodermal phenomena / Andreassi J.L. // Psychophysiology – 2001. Human Behaviour and Physiological Response. – Hillsdale. – P. 175–180.
9. Makeig, S. Estimating alertness from the EEG power spectrum / Makeig, S., Jung, Tzyy -Ping, Sejnowski, T.J., Stensmo, T.J. // IEEE transactions on biomedical engineering. – 1997. – Vol. 44. – # 1.
10. Баевский, Р.М. Анализ вариабельности сердечного ритма: история и философия, теория и практика [Текст] / Р.М. Баевский // Клиническая информатика и телемедицина. – 2004. – Т. 1. – С. 54–64.
11. HD Esperer. Mechanisms of Asymmetric Poincaré Plots Obtained by Means of 24-Hour Holter Monitoring in Athletes / HD Esperer, C Esperer. // Computers in Cardiology. – 2008. – #35 – P. 473–476.
12. Нормативно-технические документы та методики поверки средств измерений. ГОСТ 8.042-83 - ГОСТ 8.042-72 – [чинний від 1985-01-01]. – М. Издательство стандартов, 1984. – 8. с.
13. Яворська, Є.Б. Оцінювання характеристик серцевої ритміки [Текст] / Є.Б Яворська // 2-й Международный форум «Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития» МРФ-2005. сб. науч. Трудов. – 2005. – часть 2. – С. 618–620.
14. Драган, Я.П. Енергетична теорія лінійних моделей стохастичних сигналів [Текст] / Я.П. Драган. – Львів: Центр стратегічних досліджень еко-біо-технічних систем, 1997. – 361с.
15. Мезенцев, В.П. Оценивание вероятностных характеристик ритмических сигналов как задача линейной фильтрации [Текст] / В.П. Мезенцев, И.Н. Яворський // Радиоэлектроника. – 1988. – №8. – Т 31.– С.67–70.
16. Гладышев, Е.Г. О периодически коррелированных случайных последовательностях [Текст] / Е.Г. Гладышев // Доклады Академии наук СССР. – 1961. – №5.– Т. 137. – С. 1026–1029.
17. Драган, Я.П. Проблема апостеріорного визначення темпу ритміки [Текст] / Я.П. Драган, Н.Р. Крива, Б.І. Яворський // Вісник ТДТУ. – 1997. – № 1. – Т. 2. – С. 115–125.
18. Jerome Antoni. Cyclic spectral analysis in practice. / Antoni Jerome // Mechanical Systems and Signal Processing. – 2007. – #21. – P 597–630.

19. Бачинський, М.В. Фільтровий метод визначення параметрів варіабельності серцевої ритміки [Текст] / М.В. Бачинський, Ю.З. Лецишин, В.В. Фалендиш // Вісник Хмельницького національного університету – 2006. – № 5. – Т. 1. – С. 182–188.
20. Грибачов, Ю.И. Спектральный анализ случайных процессов [Текст] / Ю.И. Грибанов, В.Л. Мальков. – Москва : Энергия. – 1974. – 240 с.
21. Яворський, Б.И. Расчет цифровых полосовых фильтров типа Чебишева [Текст] / Б.И. Яворский, З.И. Домбровский // Радиотехника. – 1981. – №10. – Т. 36. – С. 79–81.

Отримано 10.02.2011